

**IMAGE PROCESSING SELECTING METHOD,  
IMAGE SELECTING METHOD AND IMAGE PROCESSING APPARATUS**

**BACKGROUND OF THE INVENTION**

本発明は放射線画像を処理する画像処理選択方法および画像選択方法ならびに画像処理装置に関し、さらに詳しくは、放射線画像の最適な処理条件の選択が可能な画像処理選択方法および画像選択方法ならびに画像処理装置に関する。

近年、放射線画像を直接デジタル画像として撮影できる装置が開発されている。たとえば、被写体に照射された放射線量を検出し、その検出量に対応して形成される放射線画像を電気信号として得る装置としては、輝尽性蛍光体を用いたディテクタを用いる方法が特開昭 55-12429 号公報、特開昭 63-189853 号公報など、多数開示されている。

このような装置では、シート状の基板に輝尽性蛍光体を塗布、あるいは蒸着等によって固着したディテクタに、いったん被写体を透過した放射線を照射して輝尽性蛍光体に放射線を吸収させる。その後、この輝尽性蛍光体を光または熱エネルギーで励起することにより、この輝尽性蛍光体が上記吸収によって蓄積している放射線エネルギーを蛍光として放射させ、この蛍光を光電変換して画像信号を得るようにしている。

一方、照射された放射線の強度に応じた電荷を光導電層に生成し、生成された電荷を二次元的に配列された複数のコンデンサに蓄積し、それら蓄積された電荷を取り出すことにより得られる放射線画像検出装置が提案されている。

このような放射線画像検出装置では、フラットパネルディテクタ（FPD）と呼ばれるものを使用している。この種のFPDは、特開平 9-90048 号公報に記載されているように、照射された放射線強度に応じた蛍光を発する蛍光体と、蛍光体から発する蛍光を直接または縮小光学系を介して受光して光電変換を行うフォトダイオードやCCDのような光電変換素子の組み合わせによって実現されるものが知られている。また、特開平 6-342098 号公報にも同様なFPDが記載されている。

これらの装置では、放射線画像を診断に適した階調で表現するために、医師が注目する部分（関心領域）について見やすくなるよう、前記のような装置で得られた画像を自動的に階調変換することが望ましい。

このような自動階調変換を行うために、画像データの統計的特徴（データの最大値・最小値・ヒストグラム等）から処理条件を決定し、画像全体に対して画像処理を施すことが行われる。

また、細部の構造を見やすくするため、エッジ強調処理を行ったり、被写体の信号領域を狭めて、濃度の高い部分と低い部分を同時に観察しやすくするためのダイナミックレンジ圧縮処理等も行われる。

しかし、診断に利用する放射線撮影では、撮影対象となる部位が頭部から四肢まで多岐に渡り、それぞれによって医師が注目する領域も異なるため、診断に最適な画像を得るための画像処理条件は、撮影部位毎に異なるものとなる。また、同様に、撮影方向によっても、処理条件は異なるものとなる。

そのため、従来これらの装置では、画像処理を行う前に、最適な処理条件を選

択するため、被写体の撮影部位、方向等を入力する必要がある。

一部の病院では、病院情報システム（H I S）や放射線科情報システム（R I S）を備えているところもあり、放射線撮影のオーダー情報から、直接撮影部位情報を取得できるため、特に放射線技師等の操作無く、最適な処理条件を選択可能であるが、多数の病院ではこのようなシステムを備えていないため、技師等が手入力にてこれらの情報を入力する必要がある。

また緊急時の撮影においても、迅速に撮影を行うために、上記のH I SやR I Sを備えた病院でも、技師等が被写体の部位情報等を手入力する場合もある。

しかし、一般に撮影される部位は100種類以上もあり、この中から毎回撮影を行う度に上記入力作業を行うことは煩雑であり、放射線撮影を行う放射線技師の負担となっていた。

そこで、撮影された画像についての最適な処理条件を容易に選択できることが、技師の負担を軽くするために求められている。

#### SUMMARY OF THE INVENTION

本発明は、放射線画像に対して、画像を読み取って被写体の撮影部位および撮影方向を認識することにより、適切な画像処理条件の候補を一つまたは複数選択して提示し、それら提示された画像処理条件から最適な条件を選択することにより、煩雑な操作無しに診断に最適な画像を得ることが可能な画像処理選択方法および画像選択方法ならびに画像処理装置を実現することを目的とする。

すなわち、前記した課題を解決する本発明は、以下の通りである。

(1) 被写体を透過した放射線量を検出し、その検出量に対応した放射線画像を形成する放射線画像形成手段と、前記放射線画像形成手段によって形成された放射線画像に対し、被写体の部位または撮影方向の少なくとも一方を判別する判

別手段と、被写体の各部位毎もしくは撮影方向毎またはこれら両方毎に応じた複数の画像処理条件を記憶する画像処理条件記憶手段と、単一または複数の画像処理条件を表示する表示手段と、該表示手段に表示された画像処理条件から任意の画像処理条件の選択が可能な画像処理条件選択手段と、を有す画像処理装置で、前記画像処理条件選択手段では、前記判別手段によって得られた判別結果に基づいて前記画像処理条件記憶手段から画像処理条件を一つまたは複数読み出して表示し、該表示された画像処理条件の中から任意の画像処理条件の選択を受け付ける。

また、被写体を透過した放射線量を検出し、その検出量に対応した放射線画像を形成する放射線画像形成手段と、前記放射線画像形成手段によって形成された放射線画像に対し、被写体の部位または撮影方向の少なくとも一方を判別する判別手段と、被写体の各部位毎もしくは撮影方向毎またはこれら両方毎に応じた複数の画像処理条件を記憶する画像処理条件記憶手段と、単一または複数の画像処理条件を表示する表示手段と、該表示手段に表示された画像処理条件から任意の画像処理条件を選択可能な画像処理条件選択手段と、を有する画像処理装置における画像処理選択方法であって、前記判別手段によって得られた判別結果に基づいて前記画像処理条件記憶手段から画像処理条件を一つまたは複数読み出し、読み出した画像処理条件を前記表示手段に表示し、該表示された画像処理条件の中から任意の画像処理条件の選択を前記画像処理条件選択手段で受け付ける。

これらの発明では、被写体を透過した放射線量を検出して得た放射線画像を処理する際に、放射線画像について被写体の部位および撮影方向を判別し、被写体の各部位毎に予め最適化されて記憶された複数の画像処理条件の中から適切なものを一つまたは複数自動的に読み出し、読み出された画像処理条件に基づいて操作者が最適な条件と判断したものの選択して画像処理を行うようにしている。

このため、放射線画像に対して、撮影された被写体の撮影部位および撮影方向を認識することにより、適切な画像処理条件の候補を一つまたは複数選択して提示し、それら提示された画像処理条件から最適な条件を選択することができ、煩雑な操作無しに診断に最適な画像を得ることが可能になる。

(2) (1)に記載の画像処理装置において、前記画像処理条件選択手段は一つまたは複数の画像表示手段を有し、前記判別手段による判別結果に基づいて、前記画像処理条件記憶手段から読み出された一つまたは複数の画像処理条件毎に、前記画像処理手段により前記放射線画像に対し画像処理を施した処理画像を作成し、前記画像表示手段において該処理画像を、該処理画像に対して施した画像処理条件とともに表示する。

また、画像処理手段により画像処理が施された放射線画像を表示する画像表示手段を更に備えた画像処理装置における、(1)に記載の画像処理選択方法であって、前記判別手段による判別結果に基づいて、前記画像処理条件記憶手段から読み出された一つまたは複数の画像処理条件毎に、前記画像処理手段により前記放射線画像に対し画像処理を施した処理画像を作成し、前記画像表示手段において該処理画像を、該処理画像に対して施した画像処理条件とともに表示する。

これらの発明では、上記(1)において、判別結果に基づいて、読み出された一つまたは複数の画像処理条件毎に、画像処理を施した処理画像を作成し、前記画像表示手段において該処理画像を、該処理画像に対して施した画像処理条件とともに表示するようにしている。

このため、上記(1)に加え、画像処理実行後の画像を視覚的に把握できるようにすることで、容易に最適な画像処理条件や処理画像を選択することができる。

(3) (1)または(2)のいずれかに記載の画像処理装置において、前記画像処理条件選択手段は、画像処理条件を特定するための画像処理名称を表示する。

また、(1) または (2) のいずれかに記載の画像処理選択方法において、画像処理条件を特定するための画像処理名称を表示する。

これらの発明では、上記 (1) または (2) において、画像処理条件を特定するための画像処理名称を表示するようにしている。

このため、上記 (1)、(2) に加え、画像処理の名称の表示で容易に画像処理条件の種類を把握することが可能になり、容易に最適な画像処理条件を選択することができる。

(4) (3) に記載の画像処理選択方法において、前記画像処理名称は、被写体の撮影部位、被写体の撮影部位および撮影方向、または撮影方法のいずれかによって表される。

また、(3) に記載の画像処理装置において、前記画像処理名称は、被写体の撮影部位、被写体の撮影部位および撮影方向、または撮影方法のいずれかによって表される。

これらの発明では、上記 (3) において、画像処理名称として、被写体の撮影部位、被写体の撮影部位および撮影方向、または撮影方法のいずれかによって表すようにする。

このため、上記 (3) に加え、画像処理の名称を撮影部位、および方向または撮影方法を表す名称とすることで、容易に画像処理条件の種類を把握することが可能になり、さらに容易に最適な画像処理条件を選択することができる。

(5) (1) ないし (4) のいずれかに記載の画像処理装置において、前記画像処理条件選択手段は、各画像処理条件または選択された画像処理条件について、画像回転の有無および画像反転の有無も併せて表示する。

また、(1) ないし (4) のいずれかに記載の画像処理選択方法において、各画像処理条件、または選択された画像処理条件について、画像回転の有無および画

像反転の有無も併せて表示する。

これらの発明では、上記（１）～（４）において、各画像処理条件、または選択された画像処理条件について、画像回転の有無および画像反転の有無も併せて表示するようにしている。

このため、上記（１）～（４）に加え、画像反転、および画像回転の有無を容易に知ることができるため、不用意な画像処理による誤診等の可能性を減少させることができる。

（６） 被写体を透過した放射線量を検出し、その検出量に対応した放射線画像を形成する放射線画像形成手段と、前記放射線画像形成手段によって形成された放射線画像に対し、被写体の部位または撮影方向の少なくとも一方を判別する判別手段と、被写体の各部位每もしくは撮影方向毎またはこれら両方毎に応じた複数の画像処理条件を記憶する画像処理条件記憶手段と、前記放射線画像に任意の画像処理条件に基づいた画像処理を施す画像処理手段と、単一または複数の画像を表示すると共に、表示された画像から任意の画像の選択が可能な画像選択手段とを有す、画像処理装置で、前記判別手段によって得られた判別結果に基づき、前記画像処理条件記憶手段から適した画像処理条件を一つまたは複数読み出し、読み出された画像処理条件毎に、前記画像処理手段により前記放射線画像に対し画像処理を施した処理画像を作成し、該処理画像を同時にまたは切り替えて一つまたは複数表示し、該表示された処理画像から任意の画像を選択できるようにした。

また、被写体を透過した放射線量を検出し、その検出量に対応した放射線画像を形成する放射線画像形成手段と、前記放射線画像形成手段によって形成された放射線画像に対し、被写体の部位または撮影方向の少なくとも一方を判別する判別手段と、被写体の各部位每もしくは撮影方向毎またはこれら両方毎に応じた複

数の画像処理条件を記憶する画像処理条件記憶手段と、前記放射線画像に任意の画像処理条件に基づいた画像処理を施す画像処理手段と、単一または複数の画像を表示すると共に、表示された画像から任意の画像の選択が可能な画像選択手段と、を有する画像処理装置における画像選択方法であって、前記判別手段によって得られた判別結果に基づき、前記画像処理条件記憶手段から適した画像処理条件を一つまたは複数読み出し、読み出された画像処理条件毎に、前記画像処理手段により前記放射線画像に対し画像処理を施した処理画像を作成し、該処理画像を同時にまたは切り替えて一つまたは複数表示し、該表示された処理画像から任意の画像を選択できるようにした。

これらの発明では、判別結果に基づき適した画像処理条件を一つまたは複数読み出し、読み出された画像処理条件毎に画像処理を施した処理画像を作成し、該処理画像を同時にまたは切り替えて一つまたは複数表示し、該表示された処理画像から任意の画像を選択できるようにしている。

このため、放射線画像に対して最適な条件で処理された処理画像を選択することができ、処理画像を視覚的に把握できるため、容易に診断に最適な画像を得ることが可能になる。

(7) (6)に記載の画像処理装置において、前記画像選択手段では、表示する前記処理画像とともに、該処理画像に対して施した画像処理条件を表示する。

また、(6)に記載の画像選択方法において、前記画像選択手段では、表示する前記処理画像とともに、該処理画像に対して施した画像処理条件を表示する。

これらの発明では、上記(6)に加え、画像処理実行後の画像と画像処理条件とを視覚的に同時に把握できるようにすることで、最適な画像処理条件や処理画像をさらに容易に選択することができる。



# BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

図1は本発明の実施の形態例の画像処理装置の構成を示す機能ブロック図である。

図2(a) - 図2(d)は本発明の実施の形態例における被写体領域の抽出の様子を示す説明図である。

図3は本発明の実施の形態例の外形形状認識手段のフローチャートである。

図4は本発明の実施の形態例の領域境界点検出の説明図である。

図5は本発明の実施の形態例の位置変化量情報の説明図である。

図6(a) - 図6(b)は本発明の実施の形態例の被写体の撮影部位による外形形状の例1の説明図である。

図7(a) - 図7(b)は本発明の実施の形態例の被写体の撮影部位による外形形状の例2の説明図である。

図8(a) - 図8(b)は本発明の実施の形態例の被写体の撮影部位による外形形状の例3の説明図である。

図9は本発明の実施の形態例のエッジ分布認識手段のフローチャートである。

図10(a) - 図10(d)は本発明の実施の形態例のエッジ強度情報算出に用いるフィルタの形状図である。

図11(a) - 図11(b)は本発明の実施の形態例のエッジ分布によるパターンの例1の説明図である。

図12(a) - 図12(b)は本発明の実施の形態例のエッジ分布によるパターンの例2の説明図である。

図13は本発明の実施の形態例における画像処理選択の様子を示す説明図である。

図14は本発明の実施の形態例における画像処理選択の様子を示す説明図であ

る。

図15は本発明の実施の形態例における画像処理選択の様子を示す説明図である。

#### DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENT

以下、図面を参照して本発明の実施の形態例を詳細に説明する。

以下、画像処理装置の構成と動作を大まかなブロックに従って、ブロック毎に説明する。

図1に示すように、放射線画像形成手段10により被写体を透過して撮影された放射線画像は、縮小画像生成手段20に送られる。縮小画像生成手段20では、以降の処理を高速化するため、前記放射線画像に対して画素数を減弱させた間引き画像を作成し、判別手段30へ転送する。判別手段30では、この間引き画像を参照して被写体の撮影部位、または方向、もしくはその両方を認識し、適当と思われる候補を示す部位情報を一乃至複数個、画像処理選択手段40に送信する。画像処理選択手段40では、得られた部位情報に基づいた画像処理条件を画像処理条件記憶手段50から読み出し、ユーザに提示する。そして提示された画像処理条件の中からユーザが選択した画像処理条件が画像処理手段60に送信され、該画像処理手段60では得られた画像処理条件に基づいて前記放射線画像に対する処理を行い、最終的に処理された画像を出力する。

なお、本実施の形態例の画像処理装置の各手段は、ハードウェアやファームウェア、またはソフトウェアで構成することが可能である。このため、各手段の処理手順に沿った機能ブロック図を示している。

〈1〉放射線画像生成：

図1に示すように、放射線画像生成手段10により、照射された放射線量の対

数に比例した信号値を有する画像が生成される。

この放射線画像生成手段10としては、前述したFPDやCCDなどのセンサ類を使用したものや、輝尽性蛍光体プレートを読み取って放射線画像を生成する既知の装置を使用することができる。なお、本実施例においてはいずれの場合も放射線の照射量の対数に比例した信号値が得られ、かつ照射量が多いほど、信号値が高くなるものとする。

また、これ以降の各部の処理に必要な時間を短縮するため、縮小画像生成手段20により、元の放射線画像からサンプリングをして画素数を縮小させた間引き放射線画像を作成し、この間引き放射線画像を判別手段30へ転送する。なお、画像処理装置の処理が十分に高速である場合や、処理時間がかかっても問題ない場合には、間引きをしない放射線画像を判別手段30に転送してもよい。

なお、この実施の形態例の説明では、以降の処理は間引き放射線画像を用いて行われるものとする。

間引き放射線画像は、できるだけ画素数が少ない方が各種処理の計算時間が短縮されて望ましい。しかし、本実施の形態例においては、被写体の特徴が判別できる程の情報量を備えている必要がある。このため、人体各部について等倍の放射線画像が得られている場合は、1mm 平方から 5mm 平方程度の画素サイズとすることが望ましい。

## <2>判別：

判別手段30では、まず縮小画像生成手段20より送信されてきた間引き放射線画像を解析する。これにより、被写体部位および撮影方向を判別する。なお、この判別手段30は、図1に示すように、特徴ベクトル生成手段310（被写体領域抽出手段311、特徴抽出手段312）、相関度計算手段320、相関結果比較手段330（一時記憶手段340を含む）、被写体情報記憶手段360を内蔵し

ている。

まず、特徴ベクトル生成手段 3 1 0 では被写体領域を抽出して、抽出された被写体領域のラベル情報を用いて複数の要素を有する特徴ベクトルを生成し、相関度計算手段 3 2 0 に送る。

相関度計算手段 3 2 0 では、特徴抽出手段 3 1 2 からの特徴ベクトルを受信すると、被写体情報記憶手段 3 6 0 に予め記憶されている被写体ベクトルを順次引きだし、特徴ベクトルとの相関演算を行う。そして、この相関度計算手段 3 2 0 での相関演算の結果得られた相関値は、相関結果比較手段 3 3 0 に送られる。

相関結果比較手段 3 3 0 では、予め定められたしきい値と、送られてきた相関値との比較を行う。相関値が、該しきい値以上である場合、当該する被写体ベクトルに相当する部位情報を一時記憶手段 3 4 0 に記憶する。

全ての被写体ベクトルとの相関演算が終了した後、一時記憶手段 3 4 0 に記憶されている部位情報が読み出され、画像処理条件選択手段 4 0 に送られる。もし、前記一時記憶手段 3 4 0 に記憶されている部位情報が一つも無い場合、予め定められた特定の部位情報が画像処理選択手段 4 0 に送られる。

#### 〈2-1〉特徴ベクトル生成：

まず、被写体領域抽出手段 3 1 1 で被写体領域が抽出される。そして、抽出された被写体領域を表すラベル情報と間引き放射線画像とを特徴抽出手段 3 1 2 に転送する。

特徴抽出手段 3 1 2 では、抽出された被写体領域のラベル情報を用いて複数の要素を有する特徴ベクトルを生成する。なお、特徴ベクトルについては、後に説明する。そして、特徴抽出手段 3 1 2 は、得られた特徴ベクトルを、相関度計算手段 3 2 0 に送る。

##### (2-1-1) 被写体領域抽出：

ここで、被写体領域抽出手段 3 1 1 が、以下に説明するように被写体領域抽出を行う（図 2 参照）。

〈2-1-1-a〉画像を複数の小領域に分割する（図 2（a））。

〈2-1-1-b〉各小領域内毎に、該小領域に含まれる画素信号値の平均信号値をしきい値  $T_h 1$  としてそれぞれ求める。

〈2-1-1-c〉各小領域毎に、しきい値  $T_h 1$  より信号値の低い画素を被写体領域として検出する（図 2（b））。

〈2-1-1-d〉各小領域で得られた被写体領域の平均信号値を求め、しきい値  $T_h 2$  とする。

〈2-1-1-e〉画像全体で、しきい値  $T_h 2$  よりも信号値の低い画素を被写体領域として検出する（図 2（c））。

〈2-1-1-f〉照射野外領域を検出された被写体領域から除くために、照射野外領域の境界線を求め、その境界線と、近い方の画像端までの間を、照射野外領域として取り除く（図 2（d））。

〈2-1-1-g〉照射野外領域の境界線は次のように求める。まず、被写体領域の境界に位置する画素を境界点として検出する。そして、同方向の境界点が多数並ぶ直線を境界候補線として検出する。境界候補線は、任意の 2 点の境界点から直線の方程式を計算し、その直線上に存在する境界点の個数が、所定のしきい値  $T_h 3$  以上なら検出する。そして、境界候補線から画像端までの間が、ほぼ被写体領域となっている場合、その境界候補線は、照射野外領域境界線として、画像端までの間の被写体領域を、照射野外領域として取り除く。

上記の〈2-1-1-a〉～〈2-1-1-g〉の各手段（各ステップ）によって得られた被写体領域を示す被写体領域情報は、縮小画像形成手段 2 0 から得られた間引き画像（放射線画像形成手段 1 0 から得られた画像を直接用いる場合は原

画像)と同サイズの同サイズの領域表示画像として与えられ、被写体領域外の画素は‘0’、被写体領域に含まれる画素は‘1’、前記照射野外領域境界線(照射野端)上に位置する画素は‘2’の画素値の画素値となるように設定する。

また、被写体領域抽出手段311が被写体領域抽出を行う手法としては、上記<2-1-1-a>~<2-1-1-g>以外に、以下の<2-1-1-h>、<2-1-1-i>に示す手法も考えられる。

<2-1-1-h>特開昭63-259538号公報、特開昭63-244029号公報、特開平5-7579号公報等に記載された手法により、照射野領域を検出した後、照射野領域内の画素信号値のヒストグラムの形状から、放射線が直接照射された領域に相当する信号値を見つけ、それらの信号値に相当する領域を照射野から除外した残りの照射野領域を被写体領域とする。前記放射線の直接照射領域に相当する信号値の検出は、例えば判別分析等の手段により、前記ヒストグラムにおいて直接照射領域を示す高信号領域と、被写体を透過したためそれより低信号となる低信号領域とのしきい値を求め、該しきい値より高信号の領域を直接照射領域とみなすことによって可能である。

<2-1-1-i>また、ヒール効果や放射線画像形成手段に起因するムラ等による影響を避けるため、前記直接照射領域を除外するためのしきい値の検出は、画像を上下2分割、左右2分割による4分割する等、複数のブロック化した領域毎に画素信号値ヒストグラムを作成し、前記と同様判別分析等の手段によって行う方法も可能である。

以上の<2-1-1-h>または<2-1-1-i>の手段によって得られた被写体領域を示す被写体領域情報は、<2-1-1-a>~<2-1-1-g>の各手段によって得られた場合と同様、縮小画像形成手段20から得られた間引き画像(放射線画像形成手段10から得られた画像を直接用いる場合は原画像)と同サイズ



骨のように略矩形であると判断されれば、 $Cs = (1, 0, 0)$  という値として表され、頭部のように略樽型なら  $Cs = (0, 1, 0)$  という具合に表される。

本実施例では、“被写体領域の外形形状”と“エッジの空間分布”を用いる特徴とし、特徴ベクトルPは、それらの特徴に基づく要素ベクトルC0, C1を有するものとして説明する。以下に、特徴量を抽出する外形形状認識手段100（図3参照）およびエッジ分布認識手段200（図9参照）について説明する。

#### 〈2-1-3〉外形形状認識：

外形形状認識を行う外形形状認識手段100では、被写体領域の輪郭の変化、および被写体領域の幅に関する情報を用いて、被写体領域の外形形状を認識し、認識された外形形状の種類によって幾つかの類型に分類する。そして分類された結果が特徴量として出力される。

まず、被写体領域情報が領域境界点検出手段110に入力され、被写体領域の輪郭を表す複数の領域境界点が求められる。求められた領域境界点は、輪郭の局所的な位置変化を検出する位置変化量算出手段120、および、被写体領域の幅を求める領域幅算出手段130へ送られる。位置変化量算出手段120では、輪郭の凹凸のサイズ、位置を求め、領域幅算出手段130では被写体領域を横切る複数の走査線に沿って局所的な被写体領域の幅を求める。これらの情報は形状特定手段140へ送られ、形状特定手段140ではこれらの情報をもとに、被写体領域の外形形状を特定する。そして特定された外形形状に基づいて特徴量が出力される。

##### 〈2-1-3-1〉領域境界点検出：

領域境界点検出手段120は以下の処理を行う。図4に示すように、まず、被写体領域情報を示す領域表示画像に対し、水平方向かつ等間隔に、画像の一端から他方の画像端まで順に走査する複数の異なる走査線を設定する。



そして、各走査線上で、画像左端から順に1画素ずつ右側へ移動しながら画素値を調べ、画素値が‘0’から‘1’に、または‘2’から‘1’に変わる位置の画素を領域境界点（左）として検出する。その後、今度は同じ走査線上で画像右端から順に1画素ずつ左側へ移動しながら画素値を調べ、画素値が、‘0’から‘1’に、または‘2’から‘1’に変わる位置の画素も領域境界点（右）として検出する。もし、画像端での画素値が‘1’の場合は、その走査線上での画像端の画素を領域境界点とする。検出された各領域境界点は、その座標値と、（左）または（右）のいずれに属するかを示す情報が位置変化量算出手段120、および領域幅算出手段130に送られる。

〈2-1-3-2〉位置変化量算出：

前記領域境界点検出手段110によって得られた領域境界点について、位置変化量算出手段120が、（左）または（右）のグループ毎に、隣接する領域境界点との水平座標値の差を計算する。

次に、前記水平座標値の差から、前記グループ毎に水平座標について被写体領域形状が‘凸’となる極大点（（左）グループなら、水平座標が局所的に最も左側となる点、（右）グループなら水平座標が局所的に最も右側となる点に相当）、被写体領域形状が‘凹’となる極小点（（左）グループなら、水平座標が局所的に最も右側となる点、（右）グループなら水平座標が局所的に最も左側となる点に相当）を求める。

また、これら極点（極大点、極小点）についてその近傍での凹凸度合を調べる。極点の位置、および凹凸度合は、以下のように算出する。

以下に説明する方法は、（左）グループ、（右）グループとも同様に利用できるので、片方のグループについてのみ説明する。

〈2-1-3-2 a〉極点位置検出：

被写体領域の最上方および最下方に存在する領域境界点以外の領域境界点について、被写体領域上方より順に以下の処理を行う。

当該領域境界点（被写体領域の最上方および最下方に存在する領域境界点以外の領域境界点） $p_0$  とその上方に存在する隣接領域境界点  $p_1$  との水平座標の差分値  $s_1$  を求める。同様に、当該領域境界点  $p_0$  とその下方に存在する隣接領域境界点  $p_2$  との水平座標の差分値  $s_2$  を求める。

次に、 $s_1 \times s_2$  の符号を調べ、所定の条件を満たす場合、極点を検出する。

$s_1 \times s_2 < 0$  のとき、当該領域境界点  $p_0$  を極点とする。

$s_1 \times s_2 = 0$  のときで、かつ、 $s_j$  ( $j=1, 2$ ) の一方のみ '0' のとき、差分値が '0' である方向（上または下）に対し、 $p_0$  とその近傍に存在する他の領域境界点について、 $p_0$  から離れる方向へ、順番に水平座標の差分値を計算していく。そして最初に差分値が '0' 以外となったとき、改めてその差分値を  $s_j$  とする。そして、もう一度  $s_1 \times s_2$  を計算する。このとき  $s_1 \times s_2 < 0$  となれば、前記  $p_0$  と、 $s_j$  が初めて '0' 以外の値となったときの領域境界点の中点を極点とする。

<2-1-3-2 b>凹凸度合：

ここで、図5を参照して凹凸度合いについて説明する。まず、極点から上方に隣接領域境界点間の水平座標の差分値を順次調べてゆき、その差分値が極点上方近傍での差分値と逆符号となるか、あるいは '0' となる点  $a$  を求める。また同様に、極点から下方に隣接領域境界点間の水平座標の差分値を順次調べてゆき、その差分値が極点下方近傍での差分値と逆符号となるか、あるいは '0' となる点  $b$  を求める。

このような点  $a$ 、点  $b$  について、極点近傍の差分値と逆符号になる点が見つからない場合、被写体が存在している垂直座標のそれぞれ最も上方、下方の点を点

a、点bとする。

これら点 a、b の水平座標の平均値と当該極点の水平座標の差を、深度（図 5 参照）および点 a、b 間の垂直座標の差を幅（図 5 参照）として、それぞれ極点の凹凸度合を表す指標とする。なお、前記点 a、点 b の求め方として、差分値を基準とする代わりに、水平座標の 2 次微分値を基準としてもよい。ここで、2 次微分値を基準にする場合も、極点近傍の 2 次微分値と逆符号となるか ‘0’ となる点を点 a、点 b とする。

この凹凸度合を調べる際、微小な変化を検出して大局的な変化を誤らないよう、前記差分値を計算する領域境界点間の距離をある程度離す等の工夫をすることが望ましい。例えば、垂直方向（領域境界点を検出する際の走査線と直交する方向）の被写体領域の長さを 10～30 等分した等分線上にある領域境界点のみを用いたり、隣接する複数の領域境界点の平均水平座標をもとめ、その平均水平座標を基準に前記差分値を求める、等の方法がある。

また、被写体領域と照射野端とが接するところでは、本来の被写体の形状と異なって、凸型の形状となってしまうことがある（図 5 の部分拡大図参照）。そのため、極点が極大点で、かつ被写体領域と照射野端とが接する場合には、この当該極点は検出しなかったものとみなし、深度、幅とも ‘0’ とする。

以上の場合において、被写体領域と照射野端とが接するかどうかの判断は、次のように行う。すなわち、極点近傍かつ上方、または下方のどちらかにある複数の領域境界点において、所定の距離以内（1 画素～3 画素程度）に照射野端を示す、領域表示画像の画素値が ‘2’ となる画素があれば、被写体領域と照射野端は接していると判断する。また被写体領域と画像端とが接する場合も同様に扱う。

以上のようにして求められた極点のうち、凹凸度合の大きいものが外形形状をば代表すると考えられる。そこで前記（左）または（右）のグループ毎に、深

度の絶対値が大きいものから順に所定数（1～3個程度が望ましい）だけを抽出し、極点の位置、凹凸のいずれか、深度、幅の情報を1セットとして、位置変化量情報とする。

また上記の被写体の水平方向の位置変化と同様に、垂直方向の位置変化についても極点を求め、それぞれ位置変化量情報として、形状特定手段140へ送られる。

〈2-1-3-3〉領域幅算出：

領域幅算出手段130では、前記領域境界点のうち、同一の走査線上にある境界点同士の距離を求める。求めた距離は走査線の垂直方向座標値とともに、領域幅情報として、形状特定手段140へ送られる。

〈2-1-3-4〉形状特定：

形状特定手段140では、得られた位置変化量情報および領域幅情報から、予め準備した複数のパターンに分類することにより、外形形状を特定する。放射線撮影における人体の外形形状は、その被写体となる部位により、異なる特徴を有する。例として図6（a），（b）に示すような頭部画像では、（左）および（右）の各グループから得られた位置変化量情報を画像上端から下端側へ調べていくと、ともに途中で画像左端、および右端に近づくよう変化した後、また画像端から遠ざかるような変化をするため、外形形状を“樽型”と分類できる。また、図6（c），（d）に示すような頸部画像では、逆に途中で一度画像端から遠ざかり、再び画像端に近づくような変化することが分かる。このような場合、外形形状は“砂時計型”と分類できる。

さらに、図7（a），（b）に示すような腹部画像、図7（c），（d）に示すような下肢画像については、領域境界点の水平方向の位置変化はあまりなく、ともに外形形状は略矩形であるが、領域幅情報を用いることで、腹部画像は幅が広く、



また、“ブーメラン型”と分類するための条件としては、以下のように定義される。

- ・最も幅の広い極点は、(左)(右)一方が凸、他方が凹、
- ・前記両極点の深度は、ともに被写体左右方向の平均幅の10%以上、

である。

〈2-1-3-4 a④〉正方形型・長方形型分類条件：

さらに、“正方形型”、あるいは、“長方形型”と分類するための条件としては、以下のように定義される。

- ・最も深度の深い極点は、(左)(右)ともに被写体左右方向の平均幅の10%未満、であって、

- ・被写体左右方向の長さとは上下方向の長さの比について、短い方を基準として2倍未満であれば“正方形型”、

- ・被写体左右方向の長さとは上下方向の長さの比について、短い方を基準として2倍以上であれば“長方形型”、

である。

なお、以上の具体例で示した分類条件は、ほんの一例であり、他にも各種考えられる。

〈2-1-3-4 b〉

以上のように、位置変化量情報、および領域幅情報により、外形形状を幾つかのパターンに分類する。分類された結果は、最終的に得られる特徴量として出力される。この出力結果は、前記特徴ベクトルPの要素ベクトルC0の各要素に関連づけて記憶される。形状ベクトルSは、前記分類結果に対応する要素のみ‘0’以外の値を持つことで表す。例えば、“樽型”、“砂時計型”、“ブーメラン型”、“正方形型”、“長方形型”、“その他”に対応する要素番号をそれぞれ‘0’、

‘1’、‘2’、‘3’、‘4’、‘5’ と設定しておく。そして、分類結果が“樽型”であれば、 $C0[0] = 1$  とし、“砂時計型”であれば、 $C0[1] = 1$  というように記憶される。このように、この要素ベクトル  $C0$  が、形状特定手段 140 からの特徴量として出力される。

〈2-1-3-4c〉分類判別基準：

また、場合によっては単純にどの型とは分類し難いこともある。

そこで候補となり得るパターンに相当する特徴量に対し、重み付けを行ってそれぞれ出力するようにしてもよい。この場合、前記要素ベクトル  $C0$  のうち、複数の要素に‘0’以外の値を持たせ、各要素の値の合計を一定値（例え‘5’）となるように設定する。そして確信度が高い形状に相当する要素程、大きな値を有するように値を割り振る。

例えば、前記“砂時計型”の判別基準において、深度の条件が少しだけ未達になるような場合、たとえば、被写体左右方向の平均幅に対し、極点の深度の合計が18%しかない等、“正方形（長方形）型”と分類するか“砂時計型”と分類するかは微妙なところである。このような場合、要素ベクトル  $C0$  の“砂時計型”を表す要素と“正方形（長方形）型”を表す要素ともに値を割り振る。

この場合、値の割り振り例としては、深度の合計が10%以下のときは“正方形（長方形）型”を表す要素  $C0[3(4)] = 5$ 、“砂時計型”を表す要素  $C0[1] = 0$  とし、前記深度の合計が被写体左右方向の平均幅に対し2%増える毎に  $C0[3(4)]$  の値を‘1’ずつ減少させ、逆に  $C0[1]$  値を‘1’ずつ増加させる。

この“砂時計型”と“正方形（長方形）型”の例以外にも、“樽型”と“正方形（長方形）型”、“正方形型”と“長方形型”、“ブーメラン型”と“正方形（長方形）型”の間などでも、ここに示したのと同様の判別分類基準を適用することが

できる。

〈2-1-4〉エッジ分布認識：

図9に示すように、以下のエッジ分布認識の処理をエッジ分布認識手段200が実行する。

〈2-1-4-1〉信号変化抽出：

信号変化抽出手段210が、以下に説明するように信号変化の抽出（たとえば、骨部のエッジの抽出）を行う。

本実施の形態例では、特に骨部のエッジ等を抽出するため、二次微分に相当する演算処理を実行するものとする。

前記間引き画像の各画素 $P_{x,y}$ （ $x$ ：水平方向座標値、 $y$ ：垂直方向座標値）に対し、図10（a）～（d）に示すような4種類の各フィルタを用いて演算処理を実施する。

ここで、各画素 $P_{x,y}$ の演算結果として得られるエッジ強度情報 $Q_{x,y}$ は、以下の式のように表される。

【数1】

$$Q_{x,y} = \max (\sum \sum P_{x+i,y+j} \cdot M_{n,i,j})$$

ここで $M_{n,i,j}$ は各フィルタ（ $n=1, 2, 3, 4$ ）の値を表す。

また、 $\max ()$ は、前記各フィルタを用いて演算した結果のうち、絶対値について比較し、最大となる絶対値を $Q_{x,y}$ とすることを示す。

また、 $M_{n,i,j}$ の各画素毎の値は図10に示す各フィルタの個々のマス内に記した数値とする。

さらに、画像端部で上記演算を実施する際、フィルタ値を乗ずるべき画素が画像外となって存在しないときには、その画像外となる画素に、仮想的にそのフィルタ演算の中心画素の値を代入して演算処理を行う。



さらに、上記演算処理によって、 $a_{\max}()$  で選択されたフィルタに相当する番号  $n$  を、エッジ方向情報  $D_{x,y}$  に、

$D_{x,y} = n$ ,

として各画素毎に記憶する。エッジ方向情報  $D_{x,y}$  は、その画素におけるエッジの方向を表す指標となる。たとえば  $n = 1$  のとき、水平方向のエッジとなり、 $n = 2$  のときには、垂直方向のエッジを表す。

骨部のエッジ等の重要な情報を有する画素では、近傍画素間の信号変化が大きい。そこで上記エッジ強度情報  $Q_{x,y}$  から、エッジ強度の大きな画素だけを抽出することにより、重要なエッジ情報を得ることができる。

そこで、上記  $Q_{x,y}$  の値を画像全体で集計し、各画素について  $Q_{x,y}$  の値が大きい方から全体の  $\alpha\%$  に属するか否かを判別し、その結果をエッジ選択情報  $L_{x,y}$  に保存する。ここで、 $L_{x,y}$  は、以下の値で表される。

- ・  $L_{x,y} = 1$ ,

( $Q_{x,y}$  が値の大きい方から順に、全体の  $\alpha\%$  以内の場合)

- ・  $L_{x,y} = 0$ ,

( $Q_{x,y}$  が値の大きい方から順に、全体の  $\alpha\%$  以内でない場合)

上記の  $\alpha\%$  は、必要なエッジ情報を正しく得るために  $5\% \sim 40\%$  であることが望ましい。

また、特定のエッジ情報を重点的に得るために、各画素の値自体を参照するようにしてもよい。たとえば、骨部は軟部と比較して放射線の吸収量が多いため、相対的に画素値が低くなる。そこで  $P_{x,y}$  が画像全体もしくは後述する手法によって得られる被写体領域の平均信号値など所定の値以下になる画素についてのみ、上記  $L_{x,y} = 1$  とすれば、骨部の境界に相当するエッジを重点的に検出することができる。

逆に、上記所定の値より大きな信号値を有する画素についてのみ、上記 $L_{x,y}=1$ とすれば、肺野内の信号変化や、被写体と直接放射線が照射された直接照射領域との境界などを重点的に検出することができる。

この信号変化抽出手段210において得られたエッジ方向情報 $D_{x,y}$ 、エッジ選択情報 $L_{x,y}$ およびエッジ強度情報 $Q_{x,y}$ は、それぞれパターン検出手段220へ送られる。

<2-1-4-2>パターン検出：

パターン検出手段220では、得られたエッジ方向情報 $D_{x,y}$ 、エッジ選択情報 $L_{x,y}$ 、エッジ強度情報 $Q_{x,y}$ から、一乃至複数のパターンを検出する。

人体を被写体として放射線撮影すると、その被写体となる部位及び撮影方向によって特徴的なパターンを有している。一例として図11(a)(b)に示す脚部画像のような四肢骨が被写体となっている場合、骨の境界線に沿って、比較的強度が大きく、また境界線に直交する方向の成分を有するエッジ(図11(a)(b)の太線で強調して示した部分)が連続して存在することになる。このような同方向の連続したエッジは、四肢骨だけでなく、肺野の輪郭や、顎骨の輪郭等(図12(b))にも同様に現れる。

また図12(a)に示す腰椎画像のように、脊椎を主な被写体とする場合には、脊椎が小さな骨の集合であるために、脊椎部分に強度の大きなエッジが集中するものの、それらエッジの方向には統一性が無い。

そこで、以下に示すように、

“連続した同方向エッジ”(四肢骨、肺野輪郭等に現れる)、

“方向性のないエッジ集中線”(脊椎部分に現れる)、

といった「パターン」の抽出を行うことにより、被写体の部位を認識するために有用な情報を得ることができる。

〈2-1-4-2a〉パターン1：連続した同方向エッジの抽出：

〈2-1-4-2a-1〉 $L_{x,y}=1$ である注目画素  $I_{x,y}$  において、 $D_{x,y}$  に示されるエッジ方向と直交する方向の両隣接画素  $I_{i,j}$ 、 $I_{k,l}$  について、同方向のエッジ成分を持ち、かつ  $I_{x,y}$  と同様に  $L_{i,j}=1$ 、 $L_{k,l}=1$  であるとき、 $L_{x,y}$  の値を‘1’増加する。

〈2-1-4-2a-2〉次に、 $L_{x,y}=2$ である注目画素  $J_{x,y}$  について、上記〈2-1-4-2a-1〉と同様、 $D_{x,y}$  に示されるエッジ方向と直交する方向の両隣接画素  $J_{i,j}$ 、 $J_{k,l}$  について、同方向のエッジ成分を持ち、かつ  $J_{x,y}$  と同様に  $L_{i,j}=2$ 、 $L_{k,l}=2$  であるとき、 $L_{x,y}$  の値をさらに、‘1’増加する。

〈2-1-4-2a-3〉そして、上記〈2-1-4-2a-2〉の処理をさらに  $m$  回繰り返す。すると、 $(m+2)$  個以上連続して同方向かつ一定以上の強度を有するエッジが連続していると、その連続したエッジの中心の画素において、

$$L_{x,y}=m+1,$$

となる。そこで、予め設定したしきい値  $Thd1$  と、任意の画素について  $L_{x,y}$  の値を比較し、

$$L_{x,y} > Thd1 \quad \cdots \textcircled{1}$$

となるとき、“連続した同方向エッジ”というパターンを抽出する。

ここで、しきい値  $Thd1$  は、被写体の実寸で約 5～20 cm に相当する値となることが望ましい。

また、以上の場合に、計算時間を短縮するため、〈2-1-4-2a-1〉～〈2-1-4-2a-3〉に示す方法の代わりに以下に示す方法をとってもよい。

〈2-1-4-2a-4〉画像を複数の小領域に分割する。

〈2-1-4-2a-5〉各小領域毎に、当該小領域に含まれる画素について、 $L_{x,y}=1$  となる画素数を、 $D_{x,y}$  に示されるエッジ方向毎に集計し、



〈2-1-4-2b〉パターン2：方向性のないエッジ集中線の抽出：

〈2-1-4-2b-1〉まず、画像を複数の小領域に分割する。

〈2-1-4-2b-2〉分割した各小領域毎に、当該小領域に含まれる画素について  $L_{x,y}=1$  となる画素数を、 $D_{x,y}$  に示されるエッジ方向毎に集計し、 $E_n$  ( $n=1, 2, 3, 4$ ) に記憶する。ここで  $n$  は、上記  $D_{x,y}$  が有するエッジ方向の指標と同一とする。また、各  $E_n$  の合計を  $E_0$  に記憶する。

〈2-1-4-2 b-3〉以上のE0 が予め定めたしきい値Thd2より大きな値となる小領域が、直線的に連続してThd3以上存在するとき、それらの小領域を抽出する。

〈2-1-4-2b-4〉以上の〈2-1-4-2b-3〉で抽出された各小領域毎のE<sub>n</sub>を、nの値毎に集計し、特定方向のみのエッジ成分が多くなければ、それら抽出された小領域が示す部分に、“方向性のないエッジ集中線”というパターンを検出する。

抽出されたパターンは、要素A[3] に、'1'を入力する。

〈2-1-4-2 b-5〉上記〈2-1-4-2 a-6〉や〈2-1-4-2 b-4〉において、複数のエッジ方向成分のうち、特定方向のエッジ方向成分が多いかどうか判別するための手段としては、 $\chi$  自乗検定のような統計的方法や、特定方向成分の数が全体数のうち一定の割合以上を占めるかどうか、といった単純な判定による方法がある。また、これら信号変化から抽出されるパターンとしては、上記の他、L x, y = 1 となる画素の分布の対称性や、同方向のエッジが周期的に現れるかどうかという周期性等も考えられる。

〈2-1-4-3〉エッジ特徴量の設定:

上記のパターン抽出手段 220 によって得られたパターンに基づいて、特徴量を抽出することができる。単純には、上記 A の値をそのまま特徴量として抽出し

てもよい。

しかし、検出されたパターンの数や位置の組み合わせを考慮することによって、より有意義な特徴量を抽出することができる。

たとえば、“連続した同方向エッジ”のパターンが図11(a)のように1個だけ存在するときは、特定の四肢骨(図11(a)では下腿骨)を撮影したものと判別できるが、図11(b)のように離れて複数存在するときには、それら個々のパターンの存在位置毎に四肢骨のような比較的大きな骨が存在すると考えられ、すなわち、それら比較的大きな骨を連結する関節も撮影されていることがわかる。

さらに、“方向性のないエッジ集中線”と、“連続した同方向エッジ”が直交するように存在すると、図12(b)のように頸椎である可能性が高いと考えられる。

以上のように、検出したパターンの組み合わせにより、直接的に被写体を識別することも可能となる。そこで特徴量として、上記パターンの組み合わせ毎に、異なる値を付与して、その組み合わせを識別可能とし、その値を特徴量として抽出することがより望ましい。

そこでエッジ特徴量設定手段230では、以下のように特徴量を設定し、特徴ベクトルPの要素ベクトルC1に値を設定する。

【数2】

Aの値	要素値	呼称	想定される部位
1) $A = \{1, 0, x, 0\}$ の時 :	$C1 = (1, 0, 0, 0, 0, 0)$	"L1"	上腕骨、大腿骨等
2) $A = \{2, 0, x, 0\}$ の時 :	$C1 = (0, 1, 0, 0, 0, 0)$	"L2"	肘関節、膝関節等
3) $A = \{0, 1, x, x\}$ の時 :	$C1 = (0, 0, 1, 0, 0, 0)$	"O"	胸部、胸椎等
4) $A = \{0, 0, 0, 1\}$ の時 :	$C1 = (0, 0, 0, 1, 0, 0)$	"T"	腰椎等
5) $A = \{0, 0, 1, 1\}$ の時 :	$C1 = (0, 0, 0, 0, 1, 0)$	"N"	頸椎等

6) その他の時:  $C1 = (0, 0, 0, 0, 0, 1)$  "E" 頭部等

前記のようにして各要素ベクトルC0, C1 が求められた特徴ベクトルPは、  
 相関度計算手段320へ送られる。

〈2-2〉被写体情報記憶：

前記被写体情報記憶手段 360 では、被写体の各部位毎の特徴を記述した  $n$  個の被写体ベクトル  $S_i$  ( $i=1, 2, \dots, n$ )、 $S_i$  に関連づけられた部位情報  $I_i$  ( $i=1, 2, \dots, n$ ) が記憶されている。

該被写体ベクトル  $S_i$  は、前記特徴ベクトル生成手段 310 によって抽出された特徴ベクトル  $P$  の各要素値毎の評価値が記述されたベクトルであり、後述する  
 関連手段により、特徴ベクトル  $P$  との関連演算によってその評価値が呼び出され、  
 関連値として用いられる。

被写体ベクトル  $S_i$  では、 $C_j$  に対応する各要素  $V_j$  ( $j=0, 1, 2, \dots, m$ ) について、 $C_j$  が取り得る値に対して、個々に評価値を記述した評価値テーブルとして記述する。例えば、前述した被写体形状を表す特徴ベクトルの要素  $C_s$  に対し、対応する要素  $V_s$  は  $[a, b, c]$  という値を有するベクトルとする。

また、部位情報 I i では、被写体の各部位毎に一意に関連づけられた番号および部位名称、撮影方向等の名称が記憶されており、部位情報 I i が持つ番号を参照して、画像処理条件の選択がなされるとともに、記憶されている部位名称や撮影方向は、最終的な選択のために画像処理条件選択手段 40（例えば操作盤に備えられたモニタ表示装置等）で表示することに使用される。

さらに、部位情報には、各部位情報毎に一意に決定される優先度も含まれる。優先度は自然数および‘0’によって表され、数値が大きい程優先順位が高いものとする。また優先度を表す数値が‘0’の場合、その部位情報は後述する相関

演算の結果如何に係らず、被写体情報記憶手段360から読み出されないものとする。この優先度は、例えば本発明を利用する放射線撮影装置を使用する病院の診療科等に応じて予め設定される。

このように、予め選択され得る画像処理条件を一部に限定したり、優先順位を設けるのは以下の理由による。例えば内科の病院で本発明を利用した放射線撮影装置を使用する場合、腕や脚の骨を目的とした撮影を行うことは稀と考えられる。そこでこのような場合、腕や脚の骨の撮影を目的とする画像処理条件については、選択されないようにしたり、また優先順位を下げて選択され難くすることにより、余分な選択肢を減少させられるため、最適な画像処理条件を選択する精度を向上することができる。特に腹部を主目的とする撮影と、腰椎を主目的とする撮影のように、被写体の撮影部位が同時に写り込むような撮影について判別を行う際、この優先度の設定が有効に作用する。

〈2-3〉相関度計算、相関結果比較、一時記憶：

相関度計算手段320では、前記被写体情報記憶手段360から読み出された被写体ベクトル $S_i$ と、前記特徴ベクトル生成手段310で得られた特徴ベクトル $P$ について、順次相関度を計算する。

ここで、相関度は、 $P$ と $S_i$ の対応する各要素毎に相関値を求め、個々の要素の相関値の総和（すなわち相関度） $T_i$ として求められる。相関度 $T_i$ は相関結果比較手段330に送られ、予め定められたしきい値 $T_{h4}$ と比較される。

相関度 $T_i$ が、該しきい値 $T_{h4}$ 以上である場合、該当する被写体ベクトル $S_i$ に対応する部位情報が被写体情報記憶手段360から読み出され、一時記憶手段340に記憶される。そして、全ての被写体ベクトル $S_i$ との相関演算が終了した後、一時記憶手段340に記憶されている部位情報が画像処理選択手段40へ送られる。



〈2-3-1〉相關度計算：

特徴ベクトル  $P$ 、被写体ベクトル  $S_i$  の各要素  $C_j$ 、および  $V_j$  間の相関演算は以下のように行う。

特徴ベクトルPの要素C<sub>j</sub>、およびC<sub>j</sub>に対応する被写体ベクトルS<sub>i</sub>の要素V<sub>j</sub>は、ともに同じ要素数のベクトルとして記述されているので、 $t_{C_j} \cdot V_j$ を計算することにより、V<sub>j</sub>から、C<sub>j</sub>に対する評価値を呼び出すことができ、これを相関値として出力する。

例えば、前述した被写体の形状を表す特徴ベクトルの要素  $C_s$  が  $[0, 0, 1]$  なら、対応する被写体ベクトルの要素  $V_s$  は  $[a, b, c]$  と定義されているため、相関値は 'c' として得られる。また  $C_s$  が  $[1, 0, 0]$  なら相関値は 'a' となる。

また、この相関方法を用いると、被写体ベクトル毎に評価値を指定できるため、特定要素に対する評価値を値を大きくすることで、どの要素に重点を置くか、きめ細かく設定することができる。

例えば、“頭部”に対しては、“被写体の形状”が樽型になるという特徴でほぼ判別できるため、“被写体の外形形状”に相当する要素  $C_s$  での相関結果が大きくなるよう、“頭部”を表す被写体ベクトルでは、 $C_s$  に対応する  $V_s$  の各要素値を他の  $V_j$  と比較して大きな値をとるよう設定する。

また、被写体が“指”であるかどうか判別する場合には“被写体のサイズ”が有効な判別要素となるため、“指”に相当する被写体ベクトルでは“被写体のサイズ”に対する評価値を他の要素に対して大きくすることで正確に認識することが可能になる。

前記のように、被写体ベクトル毎に各要素に対する重み付けを変更することで、より正確な認識を行うことができる。

ここで本実施例における前記被写体ベクトル  $S_i$  ( $i=1, 2, 3, 4, 5$ ) が、それぞれ

以下の式に示すように人体各部位に対応して設定される。

【数 3】

被写体ベクトル	評価値		対応部位
	V0	V1	
S1	(50, 0, 0, 20, 0, 0)	(0, 0, 0, 0, 0, 50)	頭部
S2	(0, 50, 0, 10, 10, 0)	(0, 0, 0, 30, 50, 0)	頭部
S3	(0, 0, 0, 50, 30, 0)	(0, 0, 50, 30, 10, 0)	頭部
S4	(0, 0, 0, 50, 30, 0)	(0, 0, 0, 50, 20, 0)	頭部
S5	(0, 0, 50, 30, 50, 0)	(50, 50, 0, 0, 0, 0)	頭部

ただし前述したように、特徴ベクトル  $P$  の要素ベクトル  $C0 = (a0, a1, a2, a3, a4, a5)$  の値は、 $a0$  から順に、“樽型”、“砂時計型”、“ブーメラン型”、“正方形型”、“長方形型”、“その他”に対応し、要素ベクトル  $C1 = (b0, b1, b2, b3, b4, b5)$  の値は、それぞれ  $b0$  から順に、“L1”、“L2”、“O”、“T”、“N”、“E”に対応するものとする。

このとき、胸部について撮影が行われ、特徴抽出された結果、特徴ベクトル  $P1$  が求められたとする。そして特徴ベクトル  $P1$  は、以下のような値を得られたとする。

$P1: C0 = (0, 0, 0, 1, 0, 0)$ 、 $C1 = (0, 0, 1, 0, 0, 0)$ 、

この特徴ベクトル  $P1$  と、前記各被写体ベクトルとの相関度  $T_i (i=1, 2, 3, 4, 5)$  は以下ようになる。

$T1 = 0$ 、 $T2 = 10$ 、 $T3 = 100$ 、 $T4 = 50$ 、 $T5 = 30$ 、

また、頸部について撮影が行われ、特徴ベクトル  $P2$  が求められ、以下のような値を持つとする。

$P2: C0 = (0, 0, 0, 0, 1, 0), C1 = (0, 1, 0, 0, 0, 0),$

このとき特徴ベクトル  $P2$  と、前記各被写体ベクトルとの相関度  $T_i (i=1, 2, 3, 4, 5)$  は以下ようになる。

$T1=0, T2=100, T3=10, T4=20, T5=0,$

以上のようにして求められた各相関度  $T_i$  は、相関結果比較手段 330 に対して送られる。

〈2-3-2〉相関結果比較：

相関結果比較手段 330 では、相関度  $T_i$  が、予め定められたしきい値  $Th4$  と比較される。ここで該しきい値  $Th4=50$  だとすると、前記特徴ベクトル  $P1$  の場合には、 $T3, T4 \geq Th4$  であるため、 $S3, S4$  に相当する胸部、腹部の部位情報が一時記憶手段 340 に記憶された後、画像処理条件選択手段 40 へ送られる。

また、前記特徴ベクトル  $P2$  の場合には、 $T2 \geq Th4$  であるため、 $S2$  に相当する頸部の部位情報が一時記憶手段 340 に記憶された後、画像処理条件選択手段 40 へ送られる。

このしきい値  $Th4$  の設定値は、前記相関度  $T_i$  が取り得る最高値の値により最適な値は異なるが、目安としては撮影毎に 1～5 個程度の部位情報が選択されるよう設定することが望ましい。しきい値  $Th4$  の値をあまりに高く設定しすぎると、全ての被写体ベクトルについて、相関度  $T_i$  がしきい値  $Th4$  を超えられなくなる場合が頻発し、結果として適当な画像処理条件をユーザに提示することができなくなる。

反面、しきい値  $Th4$  をあまりに低く設定し過ぎると、多くの画像処理条件をユーザに提示せざるを得なくなり、適当と思われる画像処理条件を自動的に提示することによるユーザの負担低減という、本発明の目的を果たせなくなってしまう。

相関結果比較手段 330 の別の構成方法としては、以下のようなものもある。すなわち、求められた全ての相関度  $T_i$  について、相互に値を比較することにより、最も相関度が高いと判定されたものから順に、一定数（1～5 個程度）のみについて、その対応する部位情報が画像処理選択手段 40 へ送られることとする方法である。この方法では、常に一定数の画像処理条件をユーザに提示することができる。またこのように、相関度の相互比較によって部位情報を選択する場合でも、前記のしきい値  $Th4$  を定めておき、しきい値  $Th4$  を超えられない相関度しか得られなかった部位情報については、画像処理選択手段 40 へ送らないようにすることもできる。このようすることにより、被写体に対する誤った認識結果に基づく、不適当な画像処理条件をユーザに提示する可能性を低減することができる。

〈2-4〉以上述べてきた方法により、被写体部位情報を得ることが可能であるが判別手段の別の構成方法としてパターンマッチングを用いる方法やニューラルネットワークを用いる方法も考えられる。

〈3〉画像処理条件選択、画像処理条件記憶および画像処理：

画像処理条件選択手段 40 は、判別手段 30 から送られた部位情報に対応する画像処理条件を、画像処理条件記憶手段 50 から一つ乃至複数読み出す。そして、読み出された画像処理条件は、ユーザに選択可能なように表示手段などに表示される。

または、読み出された画像処理条件のうちの一部または全部を予め画像処理手段 60 へ送信し、これら画像処理条件毎に原画像に対する画像処理を行う。その結果得られた処理画像が画像選択手段 40 へ送り返され、処理画像が画像処理条件とともにユーザに対して表示される。

そしてユーザの選択により選ばれた画像処理条件が画像処理手段 60 に送られ

る。画像処理手段60では放射線画像生成手段10から送られてきた原画像に対し、この画像処理条件を用いて画像処理を行い、最終的な出力画像を得る。実施される画像処理としては、階調変換やエッジ強調、イコライゼーション処理、拡大／縮小処理およびそれらを組み合わせたものが実施される。

前記画像処理条件は、これら画像処理のうちどの処理を行うかを示す処理指定情報や、処理の実施に必要なパラメータ群からなる。例えば実施される画像処理が階調変換の場合、原画像の画素信号値を出力画像の画素信号値に変換するために利用するルックアップテーブル(LUT)が含まれ、エッジ強調処理では強調する空間周波数を示すパラメータや強調度の度合いを示すパラメータを含む。

また、前記画像処理条件に含まれるものには、直接的に画像処理を決定するものでなく、間接的なパラメータも含まれる。この間接的なパラメータの例としては、階調変換処理を行うためのLUTを作成するための処理を指定するものや、LUT作成に必要な原画像の基準信号値等がある。このような間接的なパラメータが有用なのは、同じ撮影部位についても、被写体となる患者の体格、撮影を行ったときの放射線の線量等の条件により、最適な出力画像を作成するためのLUTが異なるためである。

図13の例では、画像処理条件選択手段40は、操作画面と一体になっており、前記判別手段30により、最も相関結果の大きかった、すなわち最も適当と思われる画像処理条件だけを用いて画像処理を行い、その処理済み画像、または処理済み画像の画素数を減弱して簡略した確認用画像を操作画面上に表示する。また、処理に用いた画像処理条件が一目で分かるよう、画像処理条件の名称、画像回転、画像反転の有無も同時に表示される。

そして、その処理済み画像が、ユーザにとって、適当な処理を施した画像であれば、「OK」と表示されたボタンを押すことにより、処理が確定する。

また、前記判別手段30から送られた画像処理条件のうち、処理が実行されていないものについては、その処理名称を示した「次候補ボタン」(図13における「胸椎AP」、「肋骨」など)として表示される。

もし、前記処理済み画像が、ユーザにとって適当な画像でない場合、これら「次候補ボタン」のいずれかを選択することにより、その選択された「次候補ボタン」に対応付けられた画像処理条件が画像処理手段60に送信され、この画像処理条件に従って画像処理が施される。

このとき、先に表示された画像に替わって再処理された画像が表示され、ユーザが一目で処理を確認することができる(図14参照)。そして前記と同様、ユーザにとって、望ましい処理を施した画像であれば、「OK」と表示されたボタンを押すことにより、処理が確定する。

また、操作画面に十分な広さがある場合は、前記各「次候補ボタン」と関連付けて、各候補に相当する画像処理条件を施した画像を表示するようにしても良い。

さらに、画像処理条件記憶手段50から読み出された画像処理条件毎に、予め前記原画像に対して処理を施した処理画像を画像処理手段60を用いて作成し、それら処理画像を画像選択手段70により表示し、その表示された画像を見比べて最適と思われるものを選択する構成とすることも可能である。

この実施例を図15に示す。このような構成とした場合、直接処理画像を確認しつつ処理画像を選択するため、特に画像処理条件を表示する必要はない。

また、判別手段30から得られた部位情報に基づく画像処理条件が、常にユーザの望む画像処理条件を含むとは限らない。そこで画像処理条件選択手段40では、判別手段30から得られた部位情報に基づく画像処理条件に係らず、予め準備されている全ての画像処理条件から、ユーザが任意に画像処理条件を選択できる手段を設けておくことが望ましい。例えば、図13において「条件」と表示

されたボタンを押すことにより、予め準備された画像処理条件の一覧が表示され、その中からユーザが任意に画像処理条件を選択できるようにすればよい。

以上、詳細に説明したように、本発明によれば、放射線画像に対して、画像を読み取って被写体の撮影部位および撮影方向を認識することにより、適切な画像処理条件の候補を一つまたは複数選択して提示し、それら提示された画像処理条件から最適な条件を選択することにより、煩雑な操作無しに診断に最適な画像を得ることが可能になる。